

528,656

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



Rec'd PCT/PTO

22 MAR 2005



(43) 国際公開日  
2004 年 4 月 8 日 (08.04.2004)

PCT

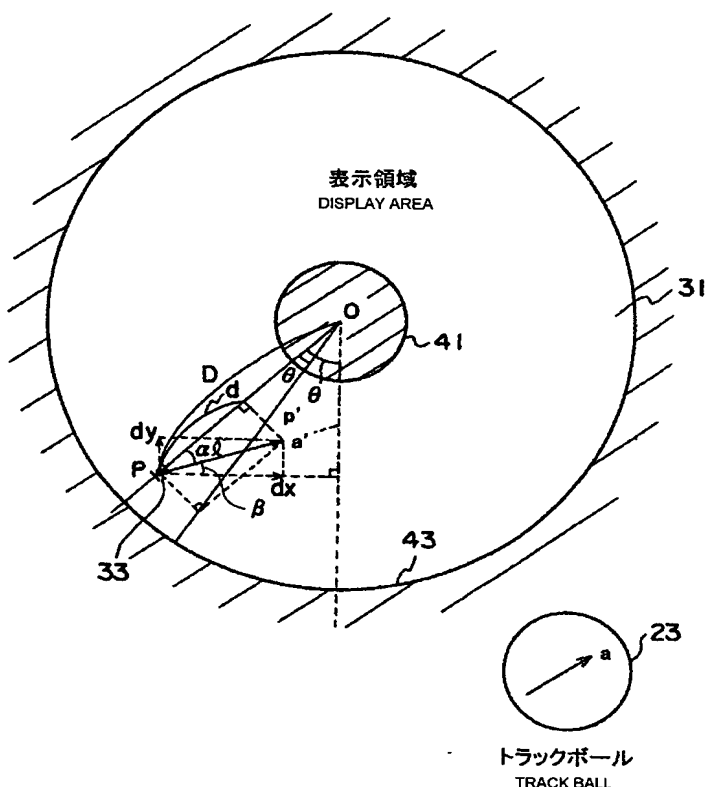
(10) 国際公開番号  
WO 2004/028372 A1

- |   |                              |   |
|---|------------------------------|---|
| (51) 国際特許分類 <sup>7</sup> :  | A61B 8/00                    | (72) 発明者; および   |
| (21) 国際出願番号:  | PCT/JP2003/012326            | (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 宮岡 武洋 (MIYAOKA, Takehiro) [JP/JP]; 〒277-0813 千葉県柏市 大室 2 5 7-2 7 Chiba (JP). 末宗 勝 (SUE-MUNE, Masaru) [JP/JP]; 〒277-0813 千葉県 柏市 大室 1 6 2-2 3 Chiba (JP). |
| (22) 国際出願日:   | 2003 年 9 月 26 日 (26.09.2003) | (74) 代理人: 吉岡 宏嗣 (YOSHIOKA, Kohji); 〒160-0023 東京都 新宿区 西新宿 7-2 2-2 7 KNビル Tokyo (JP).   |
| (25) 国際出願の言語:   | 日本語                          | (81) 指定国 (国内): CN, US.  |
| (26) 国際公開の言語:   | 日本語                          | (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).  |
| (30) 優先権データ:<br>特願2002-283706 2002 年 9 月 27 日 (27.09.2002) JP   |                              |   |
| (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都 千代田区 内神田一丁目 1 番 1 4 号 Tokyo (JP). |                              |   |

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONOGRAPH AND METHOD FOR CONTROLLING MOVEMENT OF DISPLAY BODY OF ULTRASONOGRAPH

(54) 発明の名称: 超音波診断装置及び超音波診断装置の表示体の移動制御方法



(57) Abstract: The operability of setting movement of a Doppler sample gate for setting a Doppler measurement portion on a sectoral or circular ultrasonogram is improved. An ultrasonograph is provided with calculation means (25) for determining the position where a Doppler sample gate is displayed after the gate is moved, with reference to the current position where the Doppler sample gate is displayed, according to the amount of movement of the Doppler sample gate position inputted through a track ball (23). The calculation means decomposes the amount of movement in orthogonal two-axis direction inputted through a track ball (23) into a component in the direction of the ultrasonic beam line of an ultrasonogram and a component orthogonal to the former component, determines the ultrasonic beam line after the movement from the decomposed orthogonal components, determines the depth position of the ultrasonic beam line after the movement from the decomposed component in the ultrasonic beam line direction, and changes the display position of the Doppler sample gate to the determined display position after the movement. Thus, the movement of the Doppler sample gate corresponds to the operation of the track ball on the screen irrespective of the position in the sectoral or circular display area, thereby mitigating the feeling of strangeness and improving the operability.

(57) 要約: 本発明は、扇形または円形の超音波画像上において、ドブラ計測部位を設定するドブラサンプルゲートの移動設定に係る操作性を向上するために、トラックボール23から入力される

[続葉有]

WO 2004/028372 A1



添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

ドブラサンプルゲートの表示位置の移動量に基づいて、現在のドブラサンプルゲートの表示位置を基準として、移動後のブラサンプルゲートの表示位置を求める演算手段25を設け、演算手段は、トラックボール25から入力される直交2軸方向の移動量を、超音波画像の超音波ビームライン方向の成分とこれに直交する成分とに分解し、分解した直交する成分に基づいて移動後の超音波ビームラインを求め、分解した超音波ビームライン方向成分に基づいて移動後の超音波ビームラインにおける深度位置を求め、求められた移動後の表示位置にブラサンプルゲートの表示位置を変更するようにして、扇形または円形の表示領域における位置にかかわらず、ブラサンプルゲートの動きをトラックボールの操作に対し画面上で略同じにすることにより、操作者の違和感を低減し、操作性を向上する。

## 明 細 書

## 超音波診断装置及び超音波診断装置の表示体の移動制御方法

5

## 技術分野

本発明は、超音波診断装置及び超音波診断装置の表示体の移動制御方法に係り、特に、超音波画像上でドップラサンプルゲートや関心領域などの計測部位を表す表示体の移動制御の改良に関する。

10

## 背景技術

超音波診断装置は、血流速度等を計測する場合、例えば、日本国特許第3403917号に記載されているように、診断部位の超音波断層像（B像）に血流動態及び血流方向などの血流の状態を表すカラーフローマッピング像を重ねて表示する。このカラーフローマッピング像は、B像上に設定されたドプラカラーボックス（関心領域）について生成される。そして、ドプラカラーボックス内に表示されたカラーフローマッピング像の血管上にドプラサンプルゲート（表示マーク）を重ねて表示し、ドプラサンプルゲートに挟まれた領域の反射エコー信号に基づいて血流速度等を計測するようにしている。このドプラサンプルゲートやドプラカラーボックスは、一般に、トラックボール等のポインティングデバイスにより、画面上の表示位置を移動して設定する。

15

20

25

ところで、超音波診断装置により得られる断層像やカラーフローマッピング像は、探触子から放射される超音波ビームを放射状に走査して得られることから、一般に下広がりの扇形（例えば、扇形の中心角度が $30^{\circ} \sim 120^{\circ}$ ）の画像になる。トラックボールは、例えば、表示画像の縦方向の移動量を超音波ビームラインの深度方向に対応付け、横方向の移動量を超音波ビームの走査方向に対応付けている。

しかし、超音波診断技術の進展に伴い、扇形の中心角が広角（例えば $180^{\circ}$ ）

以上)の広視野の画像を得る場合がある。例えば、円筒の全周に振動子を設けて全方位(360°)の走査が可能な超音波探触子(プローブ)を頸食道内などの体腔内に挿入し、超音波探触子を中心として全方位に超音波ビームを照射して、体腔内から見た円形の超音波画像を得る場合がある。

5      このような広視野の扇形または円形の画像を見ながら、従来の操作方法により  
ドプラサンプルゲートや関心領域を移動すると、トラックボールの操作方向と、  
画像上のドプラサンプルゲートの移動をしたい方向とが大きく異なるため、トラ  
ックボールの操作に違和感が生じて操作性が低下する問題がある。

10   このような表示マークの位置設定に係る操作性の問題は、ドブラサンプリングゲートに限らず、カラーフローマッピングに係るカラーボックスなどの関心領域を移動操作する場合についても同様である。

本発明の課題は、計測部位等を指定する表示体の移動操作に係る操作性を向上することにある。

15 発明の開示

本発明は、上記の課題を解決するため、被検体に照射する超音波ビームを放射状に走査して得られる反射エコー信号と表示範囲に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部と、生成された前記超音波画像を表示するモニタ画面と、前記超音波画像に重畳表示する表示体の画像を生成する表示体画像生成部と、前記モニタ画面に表示された表示体の第１の表示位置を記憶する手段と、前記表示体の第１の表示位置から第２の表示位置への移動量を入力する入力部と、前記入力部から入力された移動量と前記表示範囲に基づいて前記表示体の第２の表示位置を求める演算手段と、この演算手段により求められた第２の表示位置へ前記表示体を第１の表示位置から移動する手段とを備えたことを特徴とする。

25      このように、本発明によれば、入力部から入力される表示体の第1の表示位置から第2の表示位置への移動量に基づいて、表示体の第2の表示位置を求めて表示位置を移動するようにしているから、モニタ画面の縦横と入力部の縦横の方向を同じにしておけば、表示領域上の位置にかかわらず、表示体を入力部の操作に

対し画面上で略同じ方向に移動させることができる。つまり、画像上における移動方向と同じ方向に入力部を操作しても、表示体の位置によって移動方向が変わることがないから、操作者の違和感を低減し、操作性を向上することができる。

5 この場合において、演算手段などに、表示体の第1（現在）の表示位置を超音波ビームライン位置と、その超音波ビームライン上の深度とにより記憶する記憶部を有するものとし、第2（移動後）の表示位置を超音波ビームライン位置とそのビームライン上の深度とにより求めることが好ましい。例えば、演算手段により、入力部から入力される移動量を超音波画像の超音波ビームライン方向の成分とこれに直交する成分とに分解し、この直交する成分に基づいて移動後の超音波  
10 ビームラインを求め、超音波ビームライン方向の成分に基づいて移動後の超音波ビームラインにおける深度位置を求めることが好ましい。

また、上記の演算手段は、予め定めた座標変換ルールに基づいて表示体の移動後の表示位置を求めるものとし、この座標変換ルールは、超音波画像の扇形または円形の中心角度が設定値以下の場合と該設定値を超える場合とに分けて定める  
15 ことができる。この場合において、座標変換ルールは、超音波画像の扇形の中心角度が設定値（例えば、 $120^\circ$ ）以下の場合に適用される第1の座標変換ルールと、超音波画像の扇形または円形の中心角度が設定値（例えば、 $120^\circ$ ）を超えた場合に適用される第2の座標変換ルールとする。そして、第1の座標変換ルールは、入力部から入力される移動量の一軸方向を超音波ビームライン方向の  
20 深度に対応付け、他軸方向を該超音波ビームライン方向に直交する方向に対応付けることができる。この場合、第2の座標変換ルールは、入力部から入力される移動量を超音波ビームライン方向の成分とこれに直交する成分とに分解し、直交する成分に基づいて表示体の移動後の超音波ビームラインを求め、超音波ビームライン方向の成分に基づいて移動後の超音波ビームラインにおける深度位置を求  
25 めるように設定することができる。

ここで、本発明の表示体としては、例えば、ドプラサンプルゲート、ドプラカラーボックス、Mモードサンプルゲートの位置を示す目印またはマークに適用できる。ドプラカラーボックスにより区画された領域に、超音波画像生成部により

生成される血流の状態を表すカラーフローマッピング像が表示される。また、ドプラカラーボックスの範囲やBモード撮像範囲を画定する境界線または境界を指定する点や枠体にも適用できる。すなわち、枠体の場合は、例えば枠体を構成する境界線の一つ、あるいは頂点を移動することによって、ドプラカラーボックスの範囲やBモード撮像範囲を変更、拡大または縮小することができる。

また、入力部として、例えばトラックボール、マウス、感圧パッド、静電パッド、ジョイスティック、キーボードの方向キー等が挙げられるが、これらに限らず直交2軸方向の移動量を入力できるものであればよい。

#### 10 図面の簡単な説明

図1は、本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態の構成を示すブロック図である。

図2は、図1の超音波診断装置を用いてドプラサンプルゲートを移動する方法を示すフローチャートである。

15 図3は、図1の超音波診断装置におけるトラックボールの操作および画面表示の一例と、入力後のラインアドレスおよび深度を求める方法とを示す図である。

図4は、移動先が表示不能領域になる場合の移動先を決定する場合の表示画面の一例を示す図である。

20 図5は、移動後の点P'の深度が表示不能領域に位置される最小深度以下の場合における本発明の処理について説明する図である。

図6は、移動後の点P'の深度が表示不能領域に位置される最大深度を超えた場合における本発明の処理について説明する図である。

図7は、画面仕様によって表示不能領域がある場合における本発明の処理について説明する図である。

25 図8は、本発明を適用してなる超音波診断装置においてドプラカラーボックスの移動操作を行う際の画面表示の一例である。

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態について説明する。

図1は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置は、複数の振動子を有する探触子1と、探触子1を介して図示しない被検体との間で超音波信号の送受信を行なう送受信部3と、送受信部3が受信した受信信号（反射エコー信号）を信号処理して、所定の表示範囲に表示する超音波画像を生成する信号処理部5と、信号処理部5から出力される信号を走査変換して超音波画像を生成するデジタルスキャンコンバータ（DSC）7と、DSC7から出力される超音波画像を表示するモニタ画面を有する表示部9とを有して構成されている。

- 10 信号処理部5は、送受信部3から出力された受信信号がそれぞれ入力されるBモード処理部11、ドプラ処理部13およびMモード処理部15を有する。また、信号処理部5は、ラインアドレス深度記憶部17を有する。ラインアドレス深度記憶部17は、超音波画像に重畳させて表示される表示体の位置または範囲を、超音波ビームの送受信方向の情報であるラインアドレスと、そのラインアドレス
- 15 上の深度とに関連づけて記憶する。ここで、表示体とは、例えばドプラモード実施部におけるドプラサンプルゲート、ドプラカラーボックス、Mモード実施時におけるサンプルゲートの位置、さらにドプラカラーボックスの範囲やBモード実施時における走査対象範囲を確定する境界線あるいは境界を示す点などを含む。
- また、超音波診断装置は、CPUを含む制御部19と、制御部19に接続された
- 20 操作卓21とを有する。操作卓21は、表示体の表示位置を移動操作するための入力手段であるトラックボール23を有する。トラックボール23は、操作者によって回転されるボールの動きを、直交2軸方向にそれぞれ対応する入力信号または移動量として抽出するものである。

- そして、信号処理部5は、トラックボール23から操作卓21、制御部19を
- 25 介して入力された移動量の信号に基づき、表示体の移動後の表示位置を演算する演算部25を有する。演算部25から出力される移動後の表示体の表示位置に応じて、移動後の表示体のラインアドレスを設定するラインアドレス処理部27と、移動後の表示体の深度を設定する深度設定処理部29とが設けられている。また、

ラインアドレス処理部 27 および深度設定処理部 29 からそれぞれ出力されるラインアドレスおよび深度に応じて例えばドブラサンプルゲート等の表示体の画像を生成し、DSC 7 から出力される超音波画像に重畳表示させる表示体出力部 30 が設けられている

- 5 次に、上述した超音波診断装置の動作について説明する。送受信部 3 は、超音波送信信号を発生し、探触子 1 の図示しない複数の振動子に供給する。なお、本実施形態においては、探触子 1 は、円柱状の本体の側面に複数の短冊状の振動子を周方向に配列してなる 360° 電子スキャン可能な頸食道などの体腔内用の探触子である。超音波の送信信号は、これら複数の振動子から、送信用として選択
- 10 された口径に対応する個数の振動子にそれぞれ対応する複数チャンネルの信号で構成される。送信信号の供給を受けた振動子はそれぞれ振動して超音波を発生し、超音波の波面が一致する方向に被検体内に進行する超音波ビームが生成される。超音波ビームは被検体内を伝播し、例えば臓器の表面等の音響インピーダンスが変化する箇所において一部が反射し、この反射波である超音波エコーの一部は再
- 15 び探触子 1 に戻り、送受信部 3 によって反射エコー信号として受信される。また、送受信部 3 は、超音波ビームの送信方向の角度を少しずつ（例えば、1°）ずらしながら順次超音波の送受信を行ない、体腔内から被検体を 360° 走査（スキャン）する。すなわち、本実施形態の場合には、例えば 1 周 360 本の超音波ビームによって被検体を走査している。なお、信号処理の便宜上、送受信の超音波
- 20 ビームの走査位置に対応するビーム位置ごとに、ラインアドレスと称する識別番号または識別符号が付されている。

- 信号処理部 5 の B モード処理部 11 は、反射エコー信号のラインアドレスおよび深度に対応させて設定された画素位置における反射エコー信号に基づいて、輝度変調した B モード画像データを生成する。なお、深度は、超音波信号の往復伝
- 25 播時間、すなわち送受信間の時間間隔に基づいて求められる。そして、B モード処理部 11 が出力した B モード画像データは DSC 7 に入力され、ここで走査変換されて表示部 9 のモニタ画面に B モード画像として表示される。

表示部 9 に表示される B モード画像は、探触子 1 の表面よりも内側に対応する



表示不能領域と、探触子 1 から送波する超音波パルスの繰り返し周波数 (P R F) に応じて定まる外側の表示不能領域とに挟まれた円環状の断層像となる。血流速度等の血流情報を計測する場合は、モニタ画面上の B モード画像上に表示されたドプラカラーボックス内に、血流動態や血流の方向などの血流状態を表す周知 (例えば、日本国特許第 3 4 0 3 9 1 7 号参照) のカラーフローマッピング像が表示される。このカラーフローマッピング像上にドプラサンプルゲートを重畳させて表示する。そして、そのドプラサンプルゲートを移動して計測部位 (位置または領域) を設定して計測を行う。計測されたドプラモード計測情報は、適宜の形態のドプラ像としてモニタ画面に表示される。本実施形態の超音波診断装置は、そのドプラサンプルゲートの位置または領域の設定方法に特徴を有する。

図 2 は、ドプラサンプルゲートの移動操作の手順を示すフローチャートである。図 2 に示すように、まず、制御部 1 9 は、ステップ S 0 1 において、トラックボール 2 3 から移動量の入力があるか否かを判断する。入力があった場合には、移動後の表示体の表示位置を演算するステップ S 0 2 に進む。一方、入力がない場合には、処理を終了する。ステップ S 0 2 において、演算部 2 5 は、ラインアドレス深度記憶部 1 7 が保持する移動前のドプラサンプルゲートの位置に係るラインアドレスおよび深度を取り込み、トラックボール 2 3 からの移動量  $a$  に基づいて、ドプラサンプルゲートの移動先のラインアドレスおよび深度を演算によって求める。図 3 に、トラックボールの操作および画面表示の一例と、移動後のドプラサンプルゲートのラインアドレスおよび深度を求める方法を示す。ドプラサンプルゲートは、図示のように、対向する一対の直線体からなる。このドプラサンプルゲートの画像は、表示体画像生成部である表示体出力部 3 0 により生成され、一対の直線体を超音波ビームラインに直交させて表示するようになっている。まず、図 3 のように、移動前のドプラサンプルゲート 3 3 の位置が、円環状の超音波画像 3 1 上の点 P にあったとする。このとき、操作者がトラックボール 2 3 を操作してベクトル  $a$  に相当する入力を行ったとする。演算部 2 5 は、入力されたベクトル  $a$  をモニタ画面上の移動量に変換するための座標変換ルールを有している。この座標変換ルールは、まず、係数  $k$  を乗じてベクトル  $a'$  ( $=k a$ ) に変換

する。なお、ベクトル  $a'$  は、 $X-Y$  直交座標系において、 $(dx, dy)$  で表わされ、 $X$  方向成分  $(dx, 0)$  と、 $Y$  方向成分  $(0, dy)$  とを合成したものである。ここで、起点を  $P$  としたときのベクトル  $a'$  の終点を  $P'$  とする。また、  
 5  $O$  を通る鉛直線と直線  $OP$  を含むビームラインとがなす角を  $\Theta$  とする。この  $D$  および  $\Theta$  に係る情報は、ラインアドレス深度記憶部 17 がそれぞれ深度およびラインアドレスに係る情報として保持している。

まず、点  $P$  を通る水平線と、直線  $PP'$  とがなす角  $\beta$  は、式 1 によって表わされる。

$$10 \quad \beta = \tan^{-1} \left( \frac{dy}{dx} \right) \quad (1)$$

また、直線  $OP$  を含むビームラインと、ベクトル  $PP'$  とがなす角  $\alpha$  は式 2 によって表わされる。

$$\alpha = 90^\circ - \beta - \Theta \quad (2)$$

また、 $PP'$  間の距離  $l$  は、式 3 によって表わされる。

$$15 \quad l = \sqrt{(dx)^2 + (dy)^2} \quad (3)$$

また、移動前の点  $P$  が位置するビームラインまたは直線  $OP$  と、移動先の点  $P'$  が位置すべきビームラインとがなす角  $\theta$  は、式 4 によって表わされる。

$$\theta = \tan^{-1} \left( \frac{l \cdot \sin \alpha}{D} \right) \quad (4)$$

一方、移動前の点  $P$  の深度に対する移動先の点  $P'$  の深度の変化量  $d$  は、式 5  
 20 によって表わされる。

$$d = l \cdot \cos \alpha \quad (5)$$

そして、演算部 25 は、式 4 の角度  $\theta$  に基づいて移動後の点  $P'$  が位置すべきビームラインのラインアドレスを決定する。例えば、本実施形態の場合には、各ビームラインが例えば  $1^\circ$  間隔に設定されているから、 $\theta$  が例えば  $2^\circ$  であった  
 25 場合には、元のビームラインより 2 本ずれた位置のビームラインを、移動後の点

P' が位置すべきビームラインとしてラインアドレスが求められる。

また、演算部 25 は、式 5 の深度の変化量  $d$  を求め、これに基づいて移動後の点 P' の深度を求める。つまり、移動前の点 P の深さ  $D$  から  $d$  を減じたものを移動後の点 P' の深度とする。

- 5     なお、図 3 においては、説明の簡単のため、ベクトル  $a'$  および角  $\theta$  を大きく図示しているため、点 P' の位置が OP と角度  $\theta$  をなすビームラインから外れている。しかし、実際の演算は、微小な時間間隔毎に行うから、ベクトル  $a'$ 、角度  $\theta$  ともに微小であり、点 P' の位置が OP と角度  $\theta$  をなすビームラインから外れる誤差は無視され得る程度のものとなる。
- 10     次に、ステップ S03 において、演算部 25 は、ステップ S02 において求めたラインアドレスに係るビームラインが表示可能であるか否かを判断する。例えば、図 4 に示すように、扇形の中心角が  $300^\circ$  の領域を超音波ビームで走査する場合、中心角  $60^\circ$  の扇形の表示不能領域 35 が出現する。この場合、ステップ S02 で求めた移動後の点 P' が位置すべきラインアドレスが、表示不能領域
- 15     35 に含まれてしまう場合がある。この場合は、ステップ S04 に進み、それ以外の場合にはステップ S05 に進む。

- ステップ S04 において、演算部 25 は、図 4 に示す表示領域 37 に含まれるビームラインのうち、ステップ S02 で求めたラインアドレスに係るビームラインに最も近いビームラインのラインアドレスを、ステップ S02 において求めた
- 20     ラインアドレスに代えて設定し、ステップ S07 に進む。その結果、画面上では、移動先の点 P' は、表示可能領域 37 の外縁部 39 に沿って移動することになる。

- また、ステップ S05 において、演算部 25 は、ステップ S02 において求めた深度の位置が表示領域に含まれるか否かを判断する。すなわち、図 5 に示すように、深度が小さすぎて探触子 1 の外周面に対応する円環状の B モード画像の内
- 25     側の円 41 よりも内側の表示不能領域になるか、あるいは図 6 に示すように、深度が大きすぎて、例えば PRF に応じて予め定めた最大撮像範囲である円環状の B モード画像の表示領域の外側の円 43 よりも外側の表示不能領域になるかを判断する。深度が表示不能領域になる場合にはステップ S06 に進み、その他の場

合にはステップS 0 7に進む。

ステップS 0 6において、図5に示すように、深度が小さすぎる場合には、演算部2 5は、表示可能な最小の深度をステップS 0 2において求めた深度に代えて設定し、ステップS 0 7に進む。その結果、画面上では、移動後の点P'は表示可能な最小深度の円4 1に沿って移動することになる。一方、図6に示すように、深度が大きすぎる場合には、演算部2 5は、表示可能な最大の深度をステップS 0 2において求めた深度に代えて設定し、ステップS 0 7に進む。その結果、画面上では、移動後の点P'は表示可能な最大深度の円4 3に沿って移動することになる。

- 10     そして、ステップS 0 7において、演算部2 5は、ステップS 0 2、S 0 4、S 0 6において求めた移動後の点P'のラインアドレスおよび深度をラインアドレス処理部2 7および深度設定処理部2 9にそれぞれ入力する。そして、これらのラインアドレスおよび深度は、ドブラ処理部1 3に入力されて移動後のドブラサンプルゲートの位置として設定される。また、表示体出力部3 0によってドブラサンプルゲートを表示するマークが生成され、このマークはBモード画像に重畳されて表示部9に表示される。また、これらのラインアドレスおよび深度はラインアドレス深度記憶部1 7に入力され、それまで保持されていたラインアドレスおよび深度と置換される。
- 15

- 20     以上のように、本実施形態によれば、表示体であるドブラサンプルゲートの位置をビームラインのアドレスおよび深度に関連付けて記憶するとともに表示する。そして、演算部2 5は、移動前のビームラインと深度を基準として、トラックボール2 3から入力される移動量を、超音波画像の超音波ビームライン方向の成分とこれに直交する成分とに分解し、分解した直交する成分に基づいて移動後の超音波ビームラインを求めるとともに、分解した超音波ビームライン方向の成分に基づいて、移動後の超音波ビームラインにおける深度位置を求めて、移動後のドブラサンプルゲートの表示位置を変更するようにしている。その結果、ドブラサンプルゲートのBモード画像上の位置にかかわらず、トラックボールによる移動操作の方向に近づけることができ、操作者の違和感が低減され、操作性を向上で
- 25

きる効果がある。また、ドプラサンプルゲートの中心位置を超音波ビームライン上に位置させることができるから、適正な計測を行うことができる。

また、ドプラサンプルゲートが表示不能な領域に入るような入力になされた場合に、ドプラサンプルゲートが表示領域の外縁部に沿って移動するようにしたから、ドプラサンプルゲートが画面から消えて操作者が見失うことがなく、操作性がより向上する効果がある。

また、上述した実施形態においては、ラインアドレスの表示可否および深度の表示可否については、専ら超音波の送受信上の制約についてのみ考慮したが、これ以外にモニタの仕様に基づく制約を考慮してもよい。図7は、このような画面仕様に基づく制約がある場合の画面表示の一例およびトラックボールの操作を示す図である。図7に示すように画面サイズによる表示範囲の制約により、表示不能な範囲がある場合には、このような範囲に係る深度またはラインアドレスの組合せを入力量出力位置演算部に入力し、ステップS02において求められた移動後の点P'がこの範囲に含まれる場合には、その点に最も近くかつ表示可能な範囲のラインアドレスおよび深度に変更するようにしてもよい。これによれば、誤ってドプラサンプルゲートを表示不能領域に入れる指示を入力してもドプラサンプルゲートが画面から消えず、表示可能範囲の外縁部に止まるので、操作者がドプラサンプルゲートを見失うことを防ぎ、操作性をより向上できる。

また、上述したドプラサンプルゲートの設定方法と同様の方法を、ドプラカラーボックスの移動に用いてもよい。図8は、本発明を適用してなる超音波診断装置において、ドプラカラーボックスを移動する際のトラックボールの操作と画面表示とを示す図である。ドプラカラーボックスとは、Bモード画像の一部範囲を指定し、この指定範囲内についてドプラモードによって求めた血流速度等を色分け表示したカラードプラ画像であるカラーフローマッピング像をBモードに重畳して表示する際の指定範囲のことをいう。ドプラカラーボックスの定義は通常深度の上限、下限およびラインアドレスの範囲を指定することによって行われ、その結果ドプラカラーボックスの形状は、図7に示すような扇形となる。そして、ドプラカラーボックスの例えば中心点Rに係るビームアドレスと深度を対象とし

て、上述したドプラサンプルゲートの設定と同様な処理を行なうことによって、ドプラカラーボックスの移動を行うことができる。また、同様の方法によってMモードのサンプルゲートを設定するようにしてもよい。

また、上述した位置の設定のみならず、例えばドプラカラーボックスやBモード撮像範囲等の範囲の変更、拡大または縮小に本発明を適用することもできる。この場合、ドプラカラーボックスやBモード撮像範囲の外縁部の境界線や、境界を代表する点、例えば境界線上の点や範囲の隅の点を表示体として、これをトラックボール等により上述したドプラサンプルゲートと同様に移動することによって範囲の変更、拡大または縮小をすることができる。

- 10 上述した実施形態では、例えば、広角の扇形又は円形の超音波画像に適した座標変換ルールに従って、表示体の移動を制御する方法について説明したが、本発明はこれに限らず、次に述べるように変形することができる。すなわち、扇形の中心角度が $120^\circ$ 以下の従来の超音波画像の場合は、従来の座標変換ルールに従った表示体の移動制御方法が使い慣れていると思われる。そこで、超音波画像
- 15 の扇形の中心角度が設定値（例えば、 $120^\circ$ ）以下のときは従来の座標変換ルール（第1の座標変換ルール）を適用し、扇形の中心角度が設定値を超えるとときは本発明の座標変換ルール（第2の座標変換ルール）を適用することができる。この場合、図1の演算部25に第1と第2の座標変換ルールを設定しておき、演算部25は制御部19から与えられる超音波画像の扇形の中心角度を設定値を比較して、第1と第2の座標変換ルールを切り替えて適用するようにする。これによれば、使い勝手がよくなる。
- 20

## 請求の範囲

1. 被検体に照射する超音波ビームを放射状に走査して得られる反射エコー信号と表示範囲に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部と、生成された前記超音波画像を表示するモニタ画面と、前記超音波画像に重畳表示する表示体の画像を生成する表示体画像生成部と、前記モニタ画面に表示された表示体の第1の表示位置を記憶する手段と、前記表示体の第1の表示位置から第2の表示位置への移動量を入力する入力部と、前記入力部から入力された移動量と前記表示範囲に基づいて前記表示体の第2の表示位置を求める演算手段と、この演算手段により求められた第2の表示位置へ前記表示体を第1の表示位置から移動する手段とを備えた超音波診断装置。

2. 前記演算手段は、前記表示体の第1の表示位置を前記超音波ビームライン位置と該超音波ビームライン上の深度とにより記憶する記憶部を有してなることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

3. 前記演算手段は、前記入力部から入力される前記移動量を前記超音波画像の超音波ビームライン方向の成分とこれに直交する成分とに分解し、前記直交する成分に基づいて第2の表示位置の超音波ビームラインを求め、前記超音波ビームライン方向の成分に基づいて第2の表示位置の超音波ビームラインにおける深度位置を求めることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

4. 前記表示体は、対向する一対の直線体からなるドプラサンプルゲートであり、前記表示体画像生成部は、前記一対の直線体を前記超音波ビームラインに直交させて表示する画像を生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

5. 前記表示体は、カラーフローマッピング像の表示領域を区画するドプラカラーボックスであり、前記超音波画像生成部は、前記ドプラカラーボックス内における血流の状態を表すカラーフローマッピング像を生成して前記モニタ画面上の前記ドプラカラーボックス内に表示させる手段を有してなることを特徴とす

る請求項 1 に記載の超音波診断装置。

6. 前記表示体は、関心領域を区画する枠体であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

5 7. 前記演算手段は、予め定めた座標変換ルールに基づいて前記表示体の第 2 の表示位置を求め、

前記座標変換ルールは、前記超音波画像の扇形または円形の中心角度が設定値以下の場合と該設定値を超える場合とに分けて定められることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10 8. 前記中心角度の前記設定値は、 $120^{\circ}$ であることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

9. 前記座標変換ルールは、前記超音波画像の扇形の中心角度が設定値以下の場合に適用される第 1 の座標変換ルールと、前記超音波画像の扇形または円形の中心角度が設定値を超えた場合に適用される第 2 の座標変換ルールとを有し、

15 第 1 の座標変換ルールは、前記入力部から入力される前記移動量の一軸方向を超音波ビームライン方向の深度に対応付け、他軸方向を該超音波ビームライン方向に直交する方向に対応付けてなり、

第 2 の座標変換ルールは、前記入力部から入力される前記移動量を超音波ビームライン方向の成分とこれに直交する成分とに分解し、前記直交する成分に基づいて前記表示体の第 2 の表示位置の超音波ビームラインを求め、前記超音波ビームライン方向の成分に基づいて第 2 の表示位置の超音波ビームラインにおける深  
20 度位置を求めるものであることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

10. 前記演算手段は、前記入力部から入力される前記移動量の一軸方向を超音波ビームライン方向の深度に対応付け、他軸方向を該超音波ビームライン方向に直交する方向に対応付けた座標変換ルールに従って前記表示体の第 2 の表示  
25 位置を求める第 1 の変換手段と、前記入力部から入力される前記移動量を超音波ビームライン方向の成分とこれに直交する成分とに分解し、前記直交する成分に基づいて前記表示体の第 2 の表示位置の超音波ビームラインを求め、前記超音波



ビームライン方向の成分に基づいて第2の表示位置の超音波ビームラインにおける深度位置を求める第2の変換手段とを有し、前記モニタ画面に表示されている超音波画像が中心角度が $120^\circ$ 以下の扇形画像のときは前記第1の変換手段により、中心角度が $120^\circ$ を超えた扇形又は円形画像のときは第2の変換手段により、前記表示体の移動後の表示位置を求めることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

11. 前記扇形または円形の超音波画像は、中心部に表示不能領域と、外周部の表示不能領域とを有し、

前記演算手段は、前記表示体の移動後の表示位置が前記表示不能領域に達するときは、前記表示体の移動後の表示位置に近い超音波画像上に表示することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

12. 前記扇形の超音波画像は、扇形の中心角を超える領域に表示不能領域を有し、

前記演算手段は、前記表示体の移動後の表示位置が前記表示不能領域に達するときは、前記表示体の移動後の表示位置に近い扇形の超音波画像の辺部に表示することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

13. 被検体に照射する超音波ビームを放射状に走査して得られる反射エコー信号と表示範囲に基づいて超音波画像を生成するステップと、生成された前記超音波画像をモニタ画面に表示するステップと、前記超音波画像に重畳表示する表示体の画像を生成するステップと、前記モニタ画面に表示された表示体の第1の表示位置を記憶するステップと、前記表示体の第1の表示位置から第2の表示位置への移動量を入力するステップと、入力された前記移動量と表示範囲に基づき前記表示体の第2の表示位置を演算するステップと、前記表示体を第1の表示位置から第2の表示位置へ移動するステップとを備えた超音波診断装置の表示体の移動制御方法。

14. 前記演算ステップは、前記表示体の第1の表示位置を前記超音波ビームライン位置と該超音波ビームライン上の深度とにより記憶することを特徴とす

る請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の表示体の移動制御方法。

1 5. 前記演算ステップは、前記入力部から入力される前記移動量を前記超音波画像の超音波ビームライン方向の成分とこれに直交する成分とに分解し、前記直交する成分に基づいて第 2 の表示位置の超音波ビームラインを求め、前記超音波ビームライン方向の成分に基づいて第 2 の表示位置の超音波ビームラインにおける深度位置を求めることを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の表示体の移動制御方法。

1 6. 前記表示体は、対向する一対の直線体からなるドプラサンプルゲートであり、前記表示体画像生成部は、前記一対の直線体を前記超音波ビームラインに直交させて表示する画像を生成することを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の表示体の移動制御方法。

1 7. 前記表示体は、カラーフローマッピング像の表示領域を区画するドプラカラーボックスであり、前記超音波画像生成部は、前記ドプラカラーボックス内における血流の状態を表すカラーフローマッピング像を生成して前記モニタ画面上の前記ドプラカラーボックス内に表示させる手段を有してなることを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の表示体の移動制御方法。

1 8. 前記表示体は、関心領域を区画する枠体であることを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の表示体の移動制御方法。

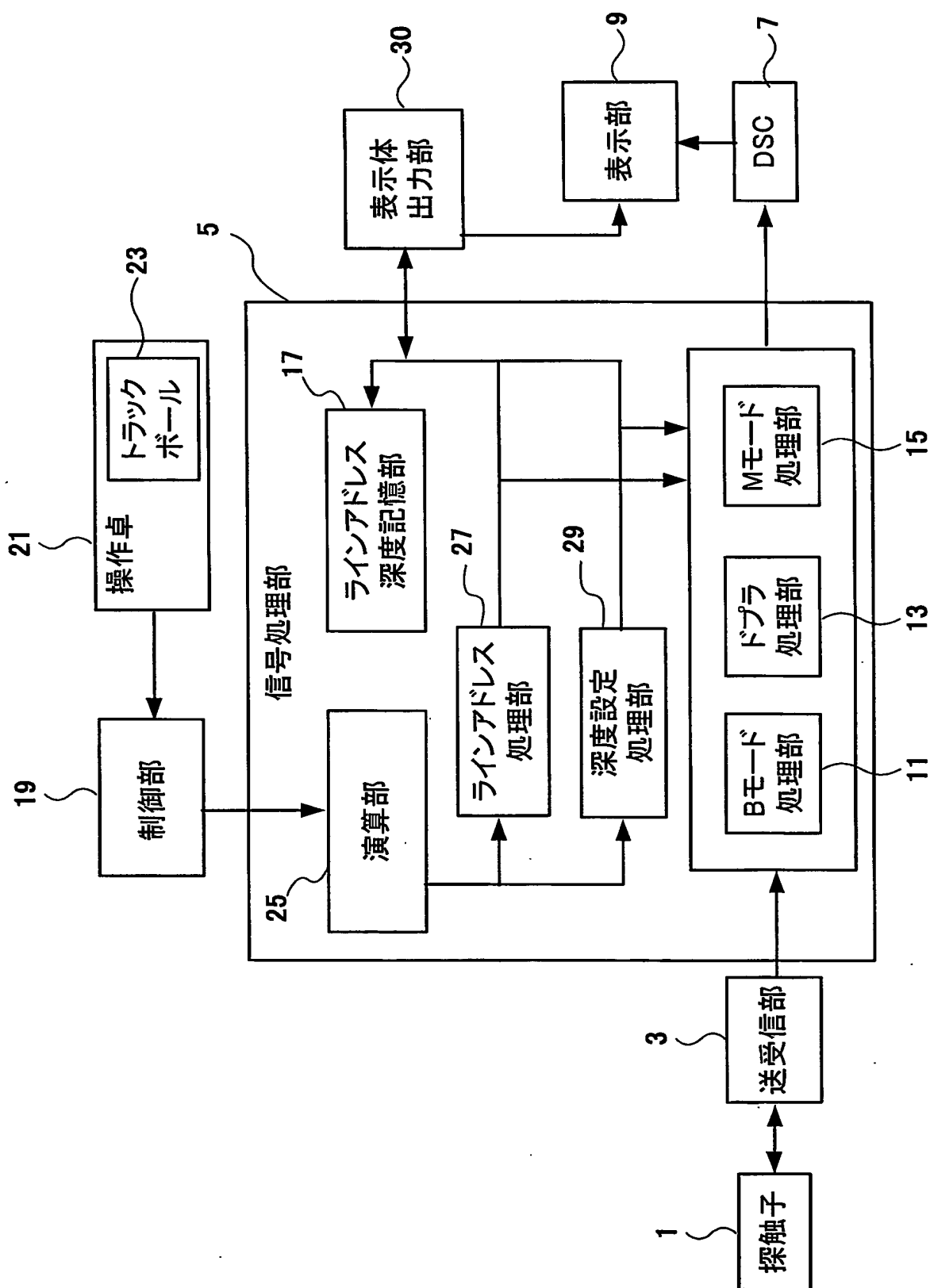
1 9. 前記演算ステップは、予め定めた座標変換ルールに基づいて前記表示体の第 2 の表示位置を求め、

前記座標変換ルールは、前記超音波画像の扇形または円形の中心角度が設定値以下の場合と該設定値を超える場合とに分けて定められることを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の表示体の移動制御方法。

2 0. 前記中心角度の前記設定値は、 $120^{\circ}$  であることを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の表示体の移動制御方法。

1/8

図1



2/8

図2

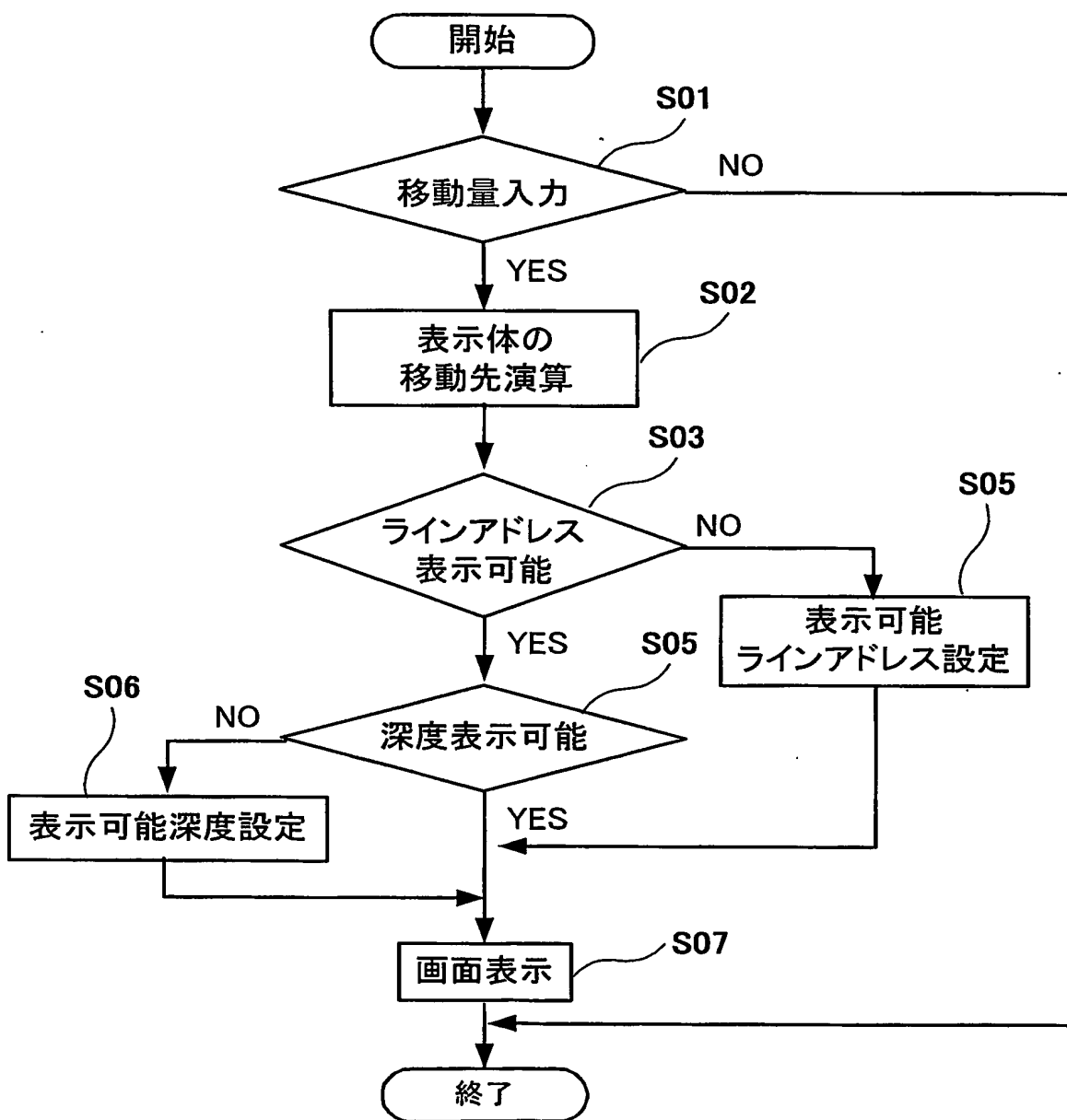


图3

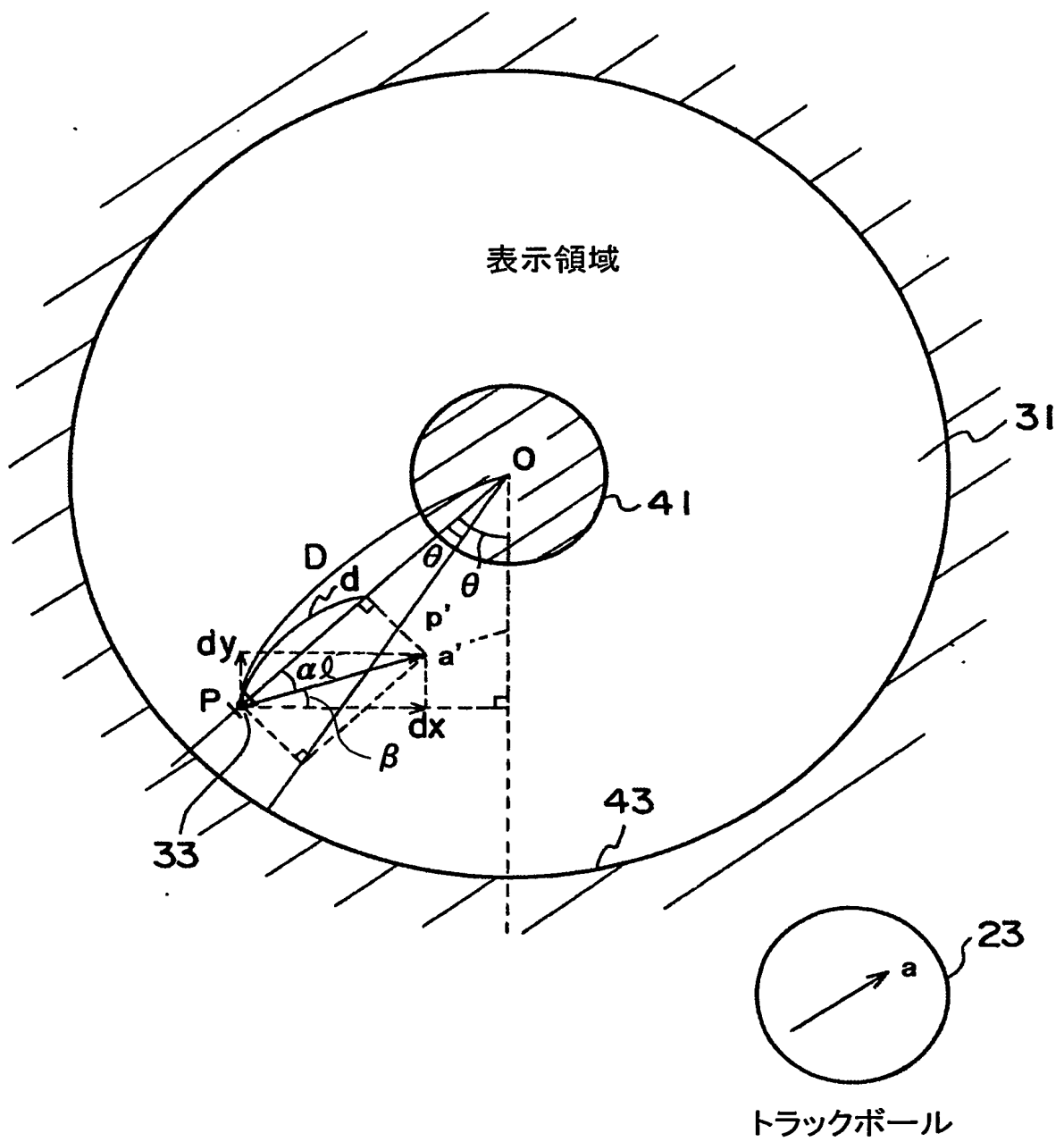
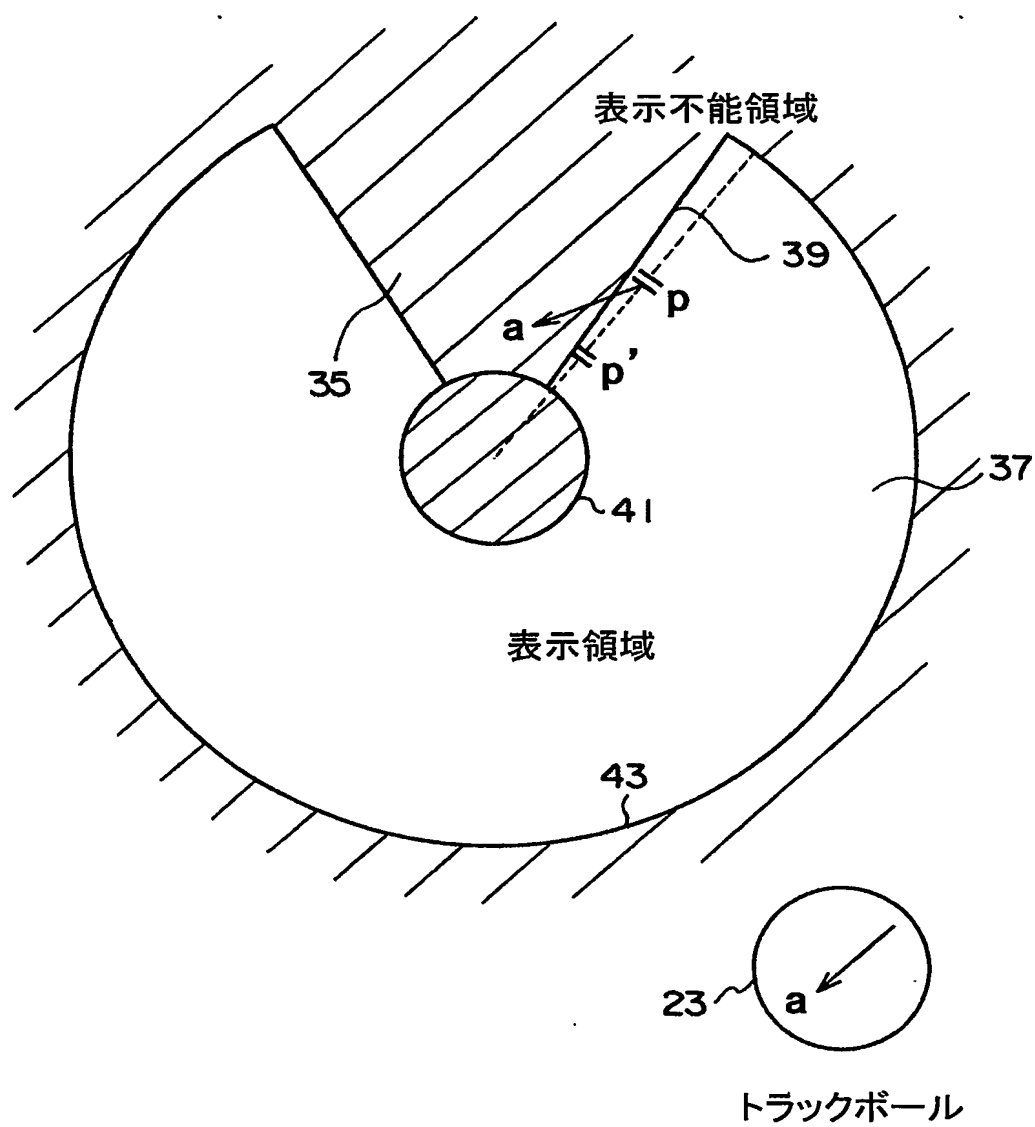
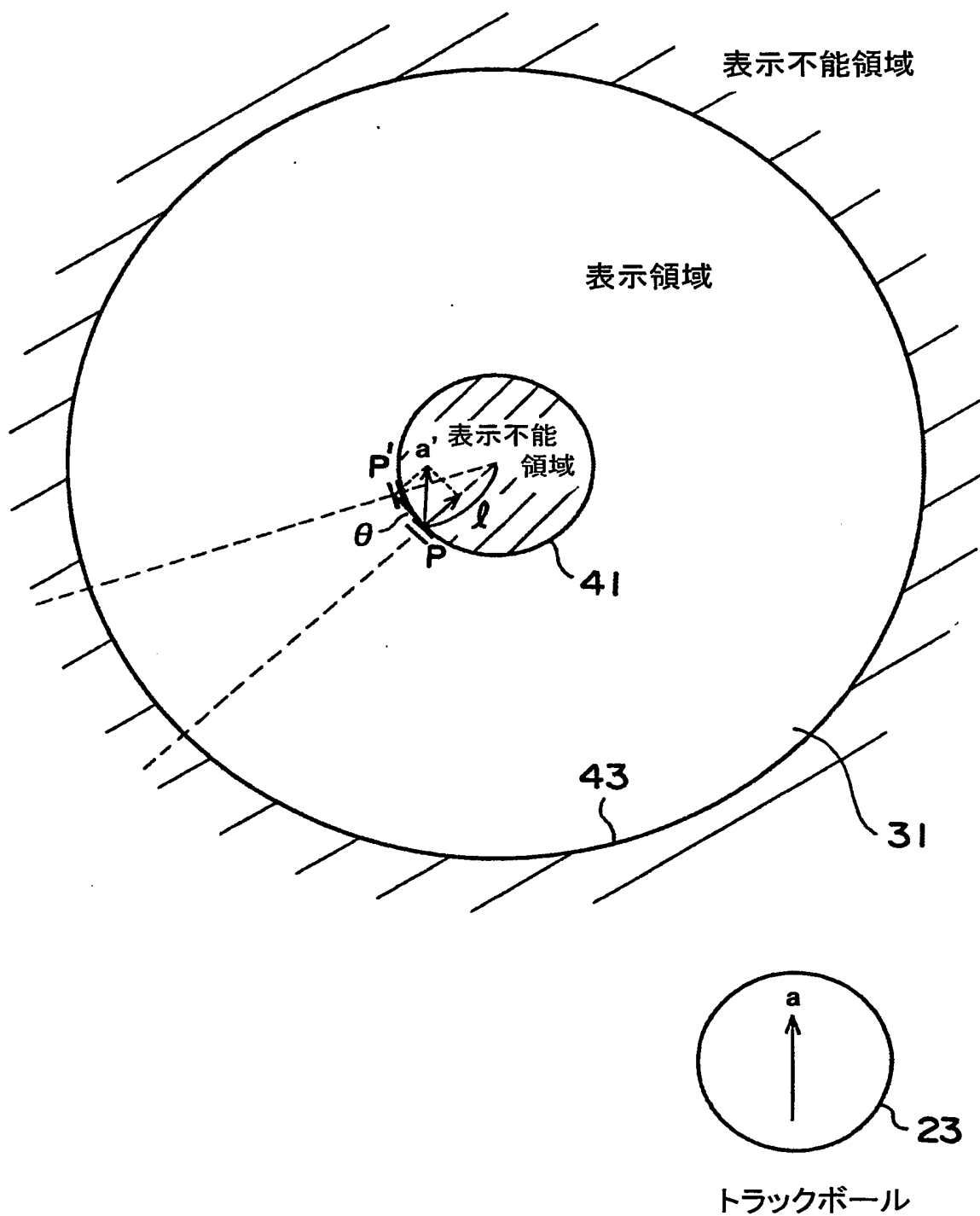


图4



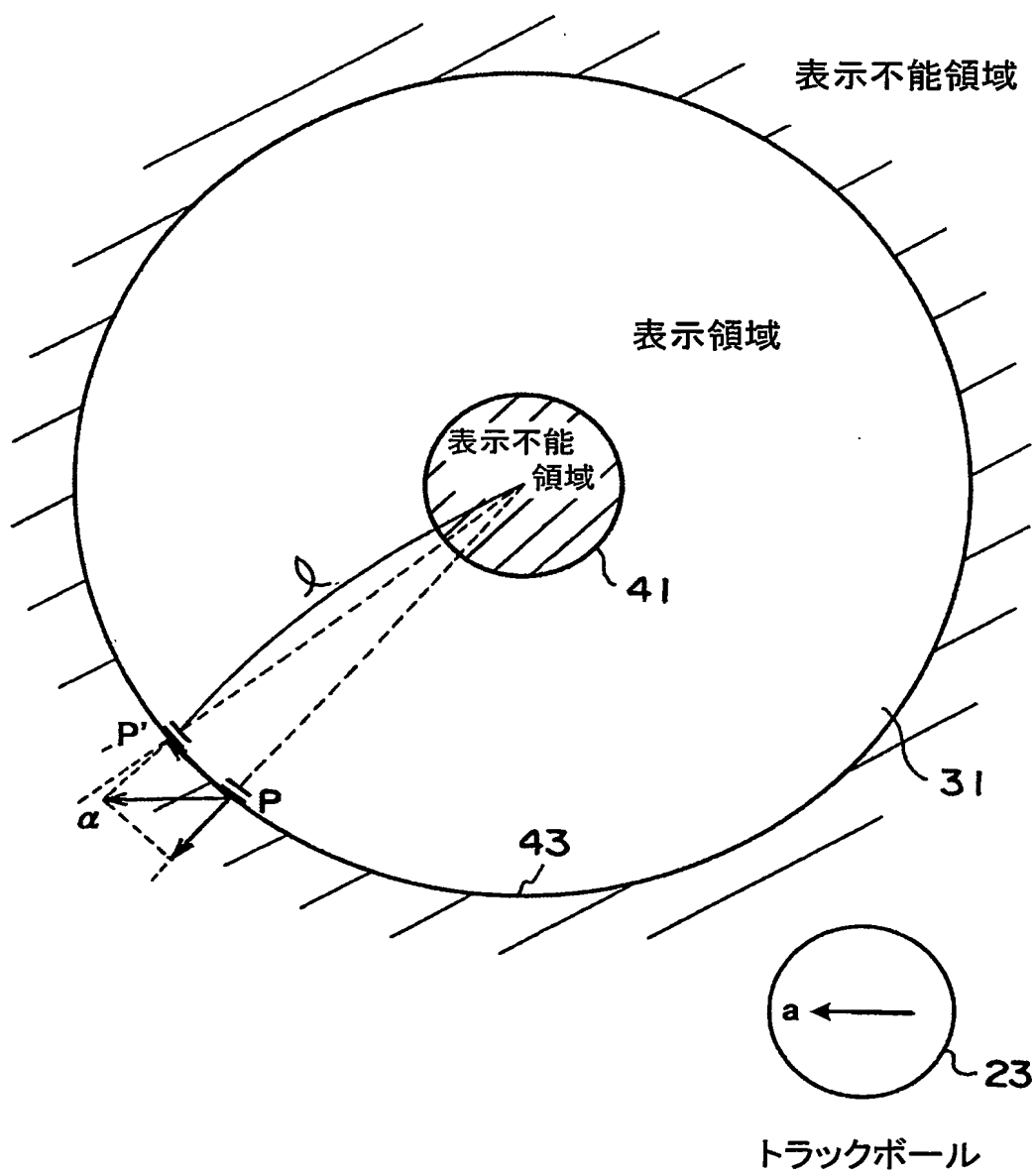
5/8

図5



6/8

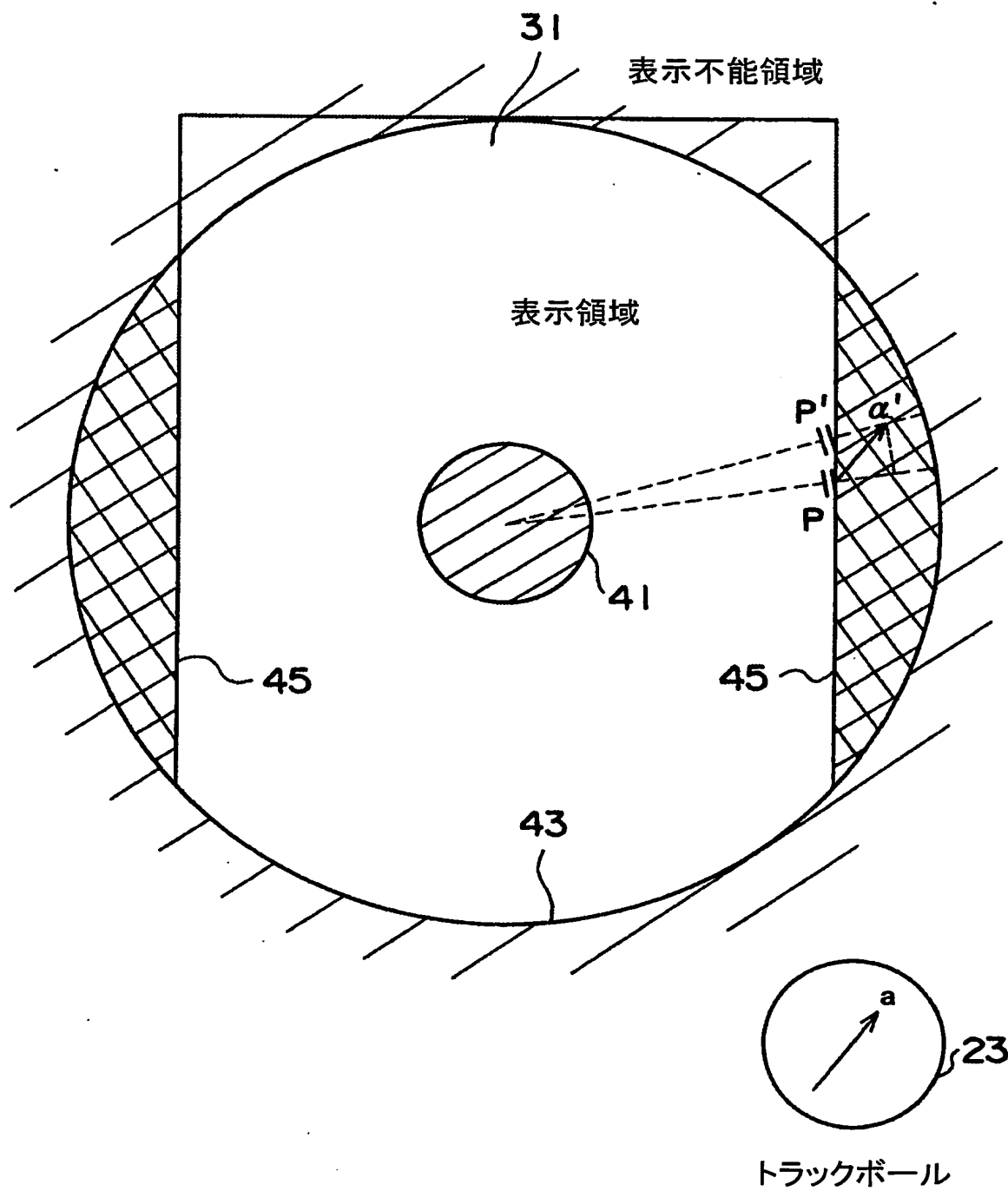
図6





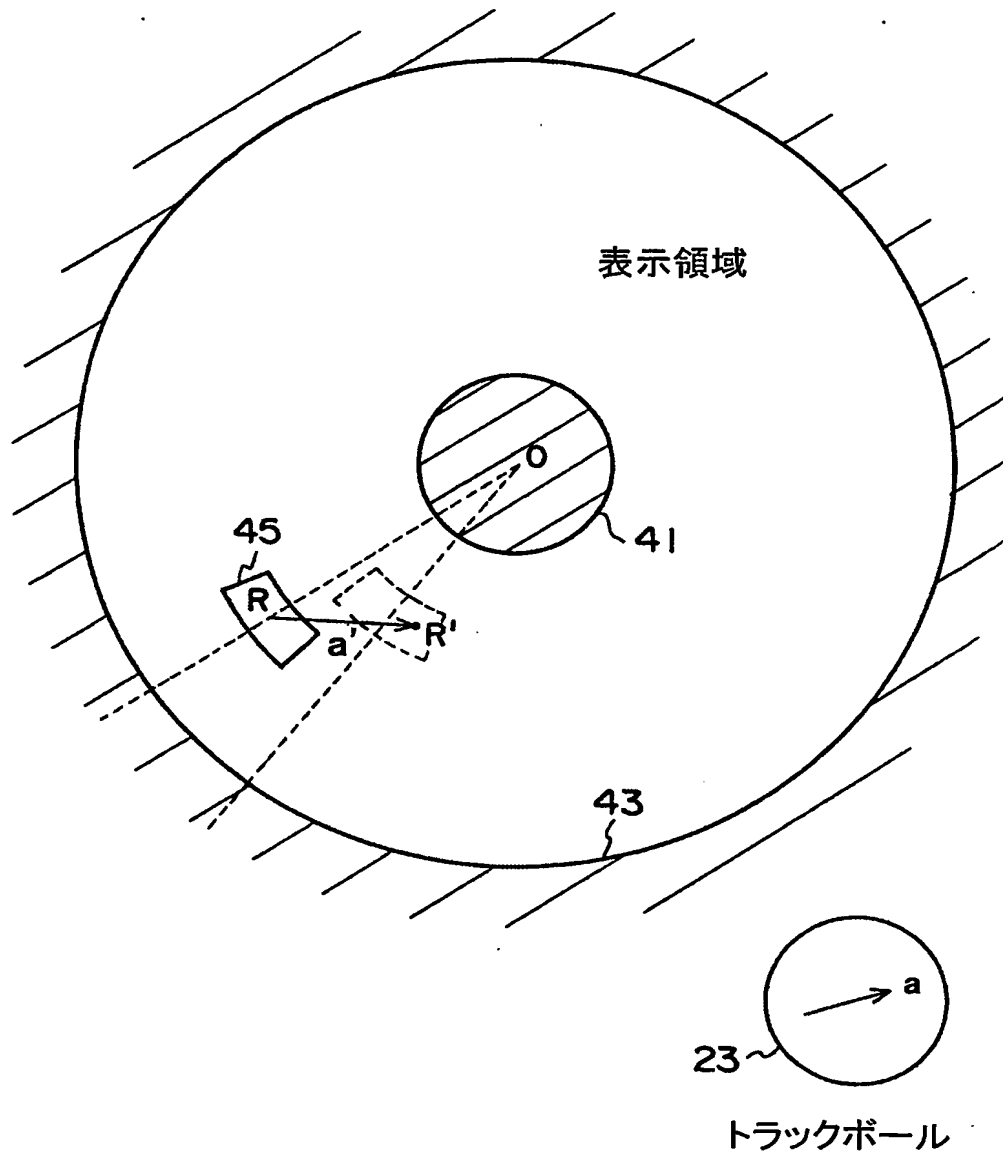
7/8

図7



8/8

図8



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/12326

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl.<sup>7</sup> A61B8/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl.<sup>7</sup> A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	CD-ROM of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model application no. 5254/1992 (laid-open no. 63510/1993) (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 24 August, 1993 (24.08.93), Full text; all drawings (Family: none)	1, 13 2, 14
Y A	JP 6-217975 A (Toshiba Medical Engineering Kabushiki Kaisha), 09 August, 1994 (09.08.94), Full text; all drawings (Family: none)	2, 14 1, 13

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search  
15 December, 2003 (15.12.03)

Date of mailing of the international search report  
13 January, 2004 (13.01.04)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/JP03/12326

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 202237/1986 (Laid-open No. 105089/1988) (Shimadzu Corp.), 07 July, 1988 (07.07.88), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 13, 14
A	JP 1-185251 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 24 July, 1989 (24.07.89), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 13, 14
A	JP 2-177942 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 11 July, 1990 (11.07.90), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 13, 14
A	JP 5-161640 A (Toshiba Corp.), 29 June, 1993 (29.06.93), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 13, 14
A	JP 7-95979 A (Shimadzu Corp.), 11 April, 1995 (11.04.95), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 13, 14
A	JP 10-323349 A (Hitachi Medical Corp.), 08 December, 1998 (08.12.98), Full text; all drawings & WO 98/53741 A1 & EP 985380 A1	1, 2, 13, 14

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/12326

## Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

## Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The technical feature common to claims 1-20 is the one of claim 1 or 13. However, the international search has revealed that this technical feature of claim 1 or 13 is not novel since it is disclosed in the CD-ROM of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility model Application No. 5254/1992 (Laid-open No. 63510/1993) (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 24 August, 1993 (24.08.93). Consequently, the feature of claim 1 or 13 is not a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

Therefore, the inventions of claims 1, 2, 13, 14, the inventions of claims 3, 15, the inventions of claims 4, 16, (Continued to extra sheet.)

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
  
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
  
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1, 2, 13, 14

Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.  
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/12326

Continuation of Box No. II of continuation of first sheet(1)

the inventions of claims 5, 17, the inventions of claims 6, 18, the inventions of claims 7, 8, 9, 19, 20, the invention of claim 10, and the inventions of claims 11, 12 do not comply with the requirement of unity of invention.

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B8/00

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B8/00-8/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年  
 日本国公開実用新案公報 1971-2003年  
 日本国登録実用新案公報 1994-2003年  
 日本国実用新案登録公報 1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X Y	日本国実用新案登録出願4-5254号 (日本国実用新案登録出願公開 5-63510号) の願書に添付した明細書及び図面の内容を記録したCD-ROM (横河メディカルシステム株式会社) 1993. 08. 24 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 13 2, 14
Y A	JP 6-217975 A (東芝メディカルシステム株式会社) 1994. 08. 09 全文、全図 (ファミリーなし)	2, 14 1, 13

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリ

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&amp;」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

15. 12. 03

国際調査報告の発送日

13.01.04

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)  
 郵便番号100-8915  
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊藤 幸仙



2W

3101

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	日本国実用新案登録出願 61-202237 号 (日本国実用新案登録出願公開 63-105089 号) の願書に添付した明細書及び図面の内容を記録したマイクロフィルム (株式会社島津製作所) 1988. 07. 07 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2, 13, 14
A	JP 1-185251 A (横河メディカルシステム株式会社) 1989. 07. 24 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2, 13, 14
A	JP 2-177942 A (横河メディカルシステム株式会社) 1990. 07. 11 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2, 13, 14
A	JP 5-161640 A (株式会社東芝) 1993. 06. 29 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2, 13, 14
A	JP 7-95979 A (株式会社島津製作所) 1995. 04. 11 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2, 13, 14
A	JP 10-323349 A (株式会社日立メディコ) 1998. 12. 08 全文、全図 &WO98/53741 A1&EP985380 A1	1, 2, 13, 14



## 第Ⅰ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項(PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☐ 請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第Ⅱ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-20に記載される発明に共通する事項は、請求の範囲1又は13に記載される事項である。しかしながら、調査の結果、請求の範囲1又は13に記載される事項は、日本国実用新案登録出願4-5254号(日本国実用新案登録出願公開 5-63510号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を記録したCD-ROM(横河メディカルシステム株式会社)1993.08.24に開示された事項であるので、新規ではないことが明らかとなった。してみると、請求の範囲1又は13に記載される事項は、PCT規則13.2の第2文の意味における特別な技術的特徴とは認められない。

したがって、請求の範囲1, 2, 13, 14に記載される発明、請求の範囲3, 15に記載される発明、請求の範囲4, 16に記載される発明、請求の範囲5, 17に記載される発明、請求の範囲6, 18に記載される発明、請求の範囲7, 8, 9, 19, 20に記載される発明、請求の範囲10に記載される発明、請求の範囲11, 12に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たしていないことが明らかである。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲1, 2, 13, 14

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。  
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。